

Method for predicting radiation exposure or air Kerma during arbitrary radiographic X-ray exposure**Patent Assignee:** GENERAL ELECTRIC CO**Inventors:** AUFRICHTIG R; GORDON C L; MA B; RELIHAN G F**Patent Family**

Patent Number	Kind	Date	Application Number	Kind	Date	Week	Type
EP 979027	A2	20000209	EP 99306158	A	19990803	200013	B
JP 2000065943	A	20000303	JP 99212979	A	19990728	200023	
JP 3133741	B2	20010213	JP 99212979	A	19990728	200111	
US 6422751	B1	20020723	US 98130779	A	19980807	200254	

Priority Applications (Number Kind Date): US 98130779 A (19980807)**Patent Details**

Patent	Kind	Language	Page	Main IPC	Filing Notes
EP 979027	A2	E	8	H05G-001/28	
Designated States (Regional): AL AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LT LU LV MC MK NL PT RO SE SI					
JP 2000065943	A		8	G01T-001/36	
JP 3133741	B2		7	G01T-001/36	Previous Publ. patent JP 2000065943
US 6422751	B1			G01D-018/00	

Abstract:

EP 979027 A2

NOVELTY The method involves using an X-ray tube with a calibrated tube efficiency to produce an X-ray beam. Input variables are provided to identify the spectral characteristics of the X-ray beam. A neural net is provided to calculate a neural net output exposure value resulting from the input variables. The neural net is trained with a set of X-ray parameters to predict the radiation exposure or air Kerma for the X-ray exposure.

DETAILED DESCRIPTION An INDEPENDENT CLAIM is included for a model for predicting radiation exposure or air Kerma.

USE Predicting radiation exposure or air Kerma during arbitrary radiographic X-ray exposure.

ADVANTAGE Noninvasive method gathers reliable, non-falsifiable patient entrance exposure information.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) The figure shows a neural net model for calculating the radiation exposure and air Kerma and the dose area produced, relative to an X-ray product.

EV 498 827 987 US

input scaling stage (30)
neural net model (32)
output scaling stage (34)
peak voltage information input (36)
copper filter thickness input (38)
aluminum filter thickness input (40)
three input variables (42)
hidden-neurons (44)
output neuron (46)
current through X-ray tube and duration of exposure input (48)
source to object distance input (50)
X-ray tube efficiency input (52)
size of imaged area input (54)
pp; 8 DwgNo 2/2

Derwent World Patents Index
© 2004 Derwent Information Ltd. All rights reserved.
Dialog® File Number 351 Accession Number 12966956

(45)発行日 平成13年2月13日(2001.2.13)

(24)登録日 平成12年11月24日(2000.11.24)

(51)Int.Cl.⁷
 G 0 1 T 1/36
 A 6 1 B 6/00
 G 0 6 F 15/18
 H 0 5 G 1/26

識別記号
 F I
 G 0 1 T 1/36
 A 6 1 B 6/00
 G 0 6 F 15/18
 H 0 5 G 1/26

A
 3 2 0 M
 5 5 0 Z
 E

請求項の数19(全 7 頁)

(21)出願番号 特願平11-212979
 (22)出願日 平成11年7月28日(1999.7.28)
 (65)公開番号 特開2000-65943(P2000-65943A)
 (43)公開日 平成12年3月3日(2000.3.3)
 審査請求日 平成11年7月28日(1999.7.28)
 (31)優先権主張番号 09/130779
 (32)優先日 平成10年8月7日(1998.8.7)
 (33)優先権主張国 米国(US)

(73)特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC COMPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケ
 ネクタディ、リバーロード、1番
 (72)発明者 リチャード・アウフリヒティヒ
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワ
 ウトツサ、ナンバー105、ノース・124テ
 イエイチ・ストリート、2500番
 (74)代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 審査官 長井 真一

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 照射線量又は空気カーマ並びに(照射線量又は空気カーマ)×(面積)値を予測するための方法
 及びモデル

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】 較正されたX線管効率を有するX線管を用いてX線ビームを発生させる任意の放射線写真撮影用X線照射に際して照射線量又は空気カーマを予測するための方法において、(a)前記X線ビームのスペクトル特性を決定するための入力変数を用意する工程、(b)前記入力変数から得られるニューラル・ネットワーク出力線量値を計算するためのニューラル・ネットワークを用意する工程、並びに(c)前記X線照射に関する照射線量又は空気カーマを予測するために1組のX線パラメータを用いて前記ニューラル・ネットワークを試験的に動作させて調整する工程を含むことを特徴とする方法。

【請求項2】 前記X線ビームの強度特性を決定するための入力変数を用意する工程を更に含む請求項1記載の方法。

【請求項3】 較正されたX線管効率に基づいた倍率を前記ニューラル・ネットワーク出力線量値に掛けることによって第1の出力結果を得る工程を更に含む請求項1記載の方法。

【請求項4】 実際の線源-被写体間距離測定値に基づいた倍率を前記第1の出力結果に掛ける工程を更に含む請求項3記載の方法。

【請求項5】 実際の強度値に基づいた倍率を前記ニューラル・ネットワーク出力線量値に掛けることによって第2の出力結果を得る工程を更に含む請求項3記載の方法。

【請求項6】 実際の線源-被写体間距離測定値に基づいた倍率を前記第2の出力結果に掛ける工程を更に含む請求項5記載の方法。

【請求項7】 較正されたX線管効率を有するX線管を

用いてX線ビームを発生させる任意の放射線写真撮影用X線照射に際して（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値を予測するための方法において、(a) 前記X線ビームのスペクトル特性を決定するための入力変数を用意する工程、(b) 前記入力変数から得られるニューラル・ネットワーク出力線量値を計算するためのニューラル・ネットワークを用意する工程、並びに(c) 前記X線照射に関する照射線量又は空気カーマを予測するために1組のX線パラメータを用いて前記ニューラル・ネットワークを試験的に動作させて調整する工程を含むことを特徴とする方法。

【請求項8】較正されたX線管効率に基づいた倍率を前記ニューラル・ネットワーク出力線量値に掛けることによって第1の出力結果を得る工程を更に含む請求項7記載の方法。

【請求項9】実際の線源一像間距離における撮像領域の面積に基づいた倍率を前記第1の出力結果に掛ける工程を更に含む請求項8記載の方法。

【請求項10】前記X線管中の電流及び前記X線照射の時間を表わす値に基づいた倍率を前記ニューラル・ネットワーク出力線量値に掛けることによって第3の出力結果を得る工程を更に含む請求項7記載の方法。

【請求項11】実際の線源一像間距離における撮像領域の面積を用いて前記第3の出力結果のスケーリングを行う工程を更に含む請求項10記載の方法。

【請求項12】較正されたX線管効率を有するX線管を用いてX線ビームを発生させる任意の放射線写真撮影用X線照射に際して照射線量又は空気カーマ及び（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値を予測するための装置において、(a) 前記X線ビームのスペクトル特性を決定するための入力変数、(b) 前記入力変数から得られるニューラル・ネットワーク出力線量値を計算するためのニューラル・ネットワーク、並びに(c) 前記X線照射に関する照射線量又は空気カーマを予測するため前記ニューラル・ネットワークに適用される1組のX線パラメータを有していることを特徴とする装置。

【請求項13】前記入力変数が3つの入力変数を含む請求項12記載の装置。

【請求項14】前記1組のX線パラメータが少なくとも1つの入力正規化関数、複数の材料、及び前記複数の材料の厚さを含む請求項12記載の装置。

【請求項15】前記1組のX線パラメータが更に実験的な照射線量又は空気カーマ値を含む請求項14記載の装置。

【請求項16】前記1組のX線パラメータが更に理論的な照射線量又は空気カーマ値を含む請求項14記載の装置。

【請求項17】前記1組のX線パラメータが更に前記X線ビームの強度特性を含む請求項14記載の装置。

【請求項18】前記少なくとも1つの入力正規化関数

が前記X線管に印加されるピーク電圧を含む請求項14記載の装置。

【請求項19】前記複数の材料が少なくともアルミニウム及び銅を含む請求項14記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【技術分野】本発明はX線装置の測定に関するものであって、更に詳しく言えば、放射線写真撮影用X線照射のための照射線量又は空気カーマを予測する方法に関する。

【0002】

【背景技術】X線管の出力を（レントゲン単位で表わされる）照射線量及び（グレイ単位で表わされる）空気カーマ（Air-Kerma）として測定するX線分野においては、広範な科学的研究が行われてきた。空気カーマは、空気中の吸収X線量としても知られている。「カーマ」とは、媒質中に放出された運動エネルギーの意味であって、単位質量当たりに吸収されるX線ビームからのエネルギー量を定量化するものである。照射線量は、一定の体積の空气中に吸収される比エネルギーに関係する。

【0003】法規上の観点から見ると、患者に対する吸収線量又は照射線量が重要な基本パラメータとなる場合が多い。今日の一般的な方針は、放射線専門医に適正な品質の像を提供しながら患者を不必要的量の放射線から保護することにある。照射線量レベルを管理するため、

（幾つかの国では既に部分的に実施されている）新しい法規はX線処置中の（線量）×（面積）値レベルの報告を要求している。更にまた、医療の質に対する関心が益々高まっているのに伴い、法規に基づくX線装置の評価に対する関心も増大している。

【0004】このようなX線量の測定、予測及び管理のために様々な方法が開発してきた。現行の方式においては、X線管の出力側にあるコリメータの前方に配置された電離箱を用いて（照射線量又は空気カーマを報告するため）「（線量）×（面積）値」が直接に測定される。この量を予測するためにはまた、照射において使用されるX線技術を監視し、そして放射線量測定結果を較正した後にその値を計算して報告することもできる。

【0005】残念ながら、電離箱プローブの使用はX線装置の性能を低下させる。なぜなら、かかるプローブはX線ビーム中において不要の減衰器として作用するからである。また、第2の方法は大量の計算を必要とするため、多くの装置にとって実用的でない。このように、X線装置の性能に関する要求の増大、装置較正の低減の要求、及び法規に基づく管理の増大のため、誤る余地の無い信頼可能な患者入射線量情報を収集するための新しい非侵襲的な予測方法が要望されている。

【0006】

【発明の概要】本発明は、予め定義された患者入射面における照射線量又は空気カーマ、及び放射線写真撮影用

X線照射時における（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値の予測を可能にするものである。本発明によれば、照射線量又は空気カーマ・レベルがX線照射パラメータから直接に予測されるため、電離箱及び（又は）広範な装置較正の必要が解消される。更にまた、本発明は放射線写真撮影用X線照射に関する既知の法規上の要求をも満足する。

【0007】本発明の一側面に従えば、任意の放射線写真撮影用X線照射に関して照射線量又は空気カーマを予測するための方法が提供される。かかる方法は、X線ビームのスペクトル特性を決定するための入力変数を用意し、照射線量又は空気カーマ値を計算するようにトレーニングを施された（すなわち、所望の結果が得られるよう試験的に動作させて調整した、換言すれば学習させた）ニューラル・ネットワークを用意し、そして較正された管効率（X線管効率；すなわち、X線管の出力と入力との比）、実際のmA s、及び実際の線源-被写体間距離を用いてニューラル・ネットワーク出力のスケーリング（すなわち、出力を所要の（範囲内の）値にするために適切な倍率を掛けること）を行うことを含む。本発明の別の実施の態様に従えば、更に像の大きさに関する情報を適用することにより、放射線写真撮影用X線照射に関する（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値を求める事もできる。

【0008】従って本発明の目的は、予め定義された患者入射面における照射線量又は空気カーマの予測を可能にすること、そして更には放射線写真撮影用X線照射時における（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値の予測を可能にすることにある。本発明によれば、従来はX線装置内に設置する必要のあった測定用プローブの使用が排除され、従って装置のコストが低減されると共に装置のパッケージング及び電源が簡略化されるという利点が得られる。本発明はまた、このような報告用測定のために必要とされる装置の較正を顕著に低減させる。

【0009】本発明のその他の目的及び利点は、下記の説明、添付の図面、及び前記特許請求の範囲を考察することによって自ずから明らかとなろう。

【0010】

【好適な実施の態様の説明】本発明は、放射線写真撮影用X線照射時における任意の所定距離での照射線量又は空気カーマ、及び放射線写真撮影用X線照射のための（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値をニューラル・ネットワークによって予測する方法を提供するものである。先ず図1について説明すれば、図示された線源-被写体間距離（SOD）によって定義される平面10における照射線量又は空気カーマの予測方法が報告され

RAD kVp

銅の厚さ

アルミニウムの厚さ

診断装置における任意の適正なkVp値

単位mm

単位mm

これらを用いて下記のごとき入力ペクトルが構成され

る。高電圧発生装置12により、X線管14に印加されるピーク電圧（kVp）、X線管電流及びX線管による照射時間（mA s）が出力される。焦点スポット16から放射されたX線は、A1-Cuフィルタ18及びコリメータ20を通過した後、矢印22によって示されるX線光子を発生する。次いで、かかるX線は検査すべき被写体24（通常は人体）を透過する。その結果、撮像装置28の撮像領域26上に像が形成される。

【0011】次に、図1を参照しながら図2について説明すれば、本発明に基づく照射線量又は空気カーマ及び（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値の予測方法は、入力スケーリング段30、ニューラル・ネットワーク・モデル32及び出力スケーリング段34を含んでいる。入力スケーリング段30は、その入力36に供給されるピーク電圧（kVp）情報、入力38に供給される分光フィルタの種類（すなわち、銅フィルタの厚さ）、及び入力40に供給されるアルミニウム・フィルタの厚さに基づくものである。

【0012】ニューラル・ネットワーク・モデル32は、3つの入力変数、4つの隠しニューロン、及び1つの出力ニューロンを有する2層のニューラル・ネットワークである。出力スケーリング段34は、その入力48に供給されるX線管電流及び照射時間（mA s）、入力50に供給される線源と被写体（患者）24との距離（SOD）、入力52に供給されるX線管効率γ、並びに入力54に供給される線源-像間距離（SID）にある撮像領域の大きさ（A）に関する値を使用するものである。具体的に述べれば、図2に示されるごとく、放射線写真撮影用X線照射時における任意の所定距離での照射線量又は空気カーマを予測するためには、入力48（mA s）、50（SOD）及び52（γ）の値が使用される。また、放射線写真撮影用X線照射のための（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値を予測するためには、入力48（mA s）、52（SOD）及び54（γ）の値が使用される。

【0013】本発明に係わるニューラル・ネットワークの構造は、2つの重み付け行列W₁及びW₂並びに2つの対応するバイアス・ベクトルb₁及びb₂によって一意的に決定される。第1の層44には4つのニューロンが存在していて、それらはいずれも双曲線正接S字形伝達関数を使用する。第2の層（すなわち、出力層）46は、ただ1つの入力線形伝達関数型ニューロンを有している。

【0014】やはり図2を見ると、本発明における入力スケーリング段の入力-出力関係が示されている。この場合の入力は下記の通りである。

る。

【0015】

【数1】

【0016】式中、 k_{Vp} は転置行列を表わす。更にまた、本発明に従えば、下記の関係式によって3つの入力正規化関数が定義される。

$$k_{Vp}' = \text{norm_}k_{Vp} \quad (k_{Vp}) = (k_{Vp} - k_{Vp_min}) / (k_{Vp_max} - k_{Vp_min})$$

式中、 k_{Vp_min} は装置の最小 k_{Vp} 、 k_{Vp_max}

a_x は装置の最大 k_{Vp} 、そして k_{Vp} は実際の k_{Vp} である。

【0017】

$$Cu' = \text{norm_}Cu \quad (Cu) = Cu / Cu_max$$

式中、 Cu_max は装置における銅の最大厚さ（単位mm）、そして Cu は装置における銅フィルタの実際の厚さ（単位mm）である。

$$W_1 = \begin{bmatrix} w_1(0, 0) & w_1(1, 0) & w_1(2, 0) \\ w_1(0, 1) & w_1(1, 1) & w_1(2, 1) \\ w_1(0, 2) & w_1(1, 2) & w_1(2, 2) \\ w_1(0, 3) & w_1(1, 3) & w_1(2, 3) \end{bmatrix}$$

【0022】と、下記の、ニューロン層1からのバイアス・ベクトル

$$b_1 = [b_1(0) \quad b_1(1) \quad b_1(2) \quad b_1(3)]^T$$

【0024】と、下記の、ニューロン層2からの重み付け行列

$$W_2 = [w_2(0) \quad w_2(1) \quad w_2(2) \quad w_2(3)]^T$$

【0026】と、下記の層2についてのバイアス・ベクトル

【0027】

【数6】

$$b_2 = b_2(0)$$

$$E = W_2 * \text{tansig}(W_1 * \text{lin}' + b_1) + b_2$$

【0030】式中、双曲線正接S字形伝達関数（tansig）は下記のように定義される。

$$\text{tansig}(x) = 2 / (1 + \exp(-2 * x)) - 1$$

層1及び層2からの重み付け行列及びバイアスベクトルを規定するような、所定の線源一像間距離及びmA_sに対するニューラル・ネットワーク係数は、1組のX線パラメータを用いてニューラル・ネットワークのトレーニングを行うことによって求められる。かかるX線パラメータは、 k_{Vp} 、アルミニウムの厚さ、銅の厚さ、及び実験データ又は理論モデルから得られた照射線量又は空気カーマ値から成っている。

【0031】X線管の管効率には多少のばらつきが存在

$$A1' = \text{norm_}A1 \quad (A1) = (A1 - A1_min) / (A1 - A1_max - A1_min)$$

式中、 $A1_min$ は1.0mm、 $A1$ は装置におけるアルミニウムの最大厚さ（単位mm）、そして $A1$ は装置における実際の等価アルミニウム厚さ（単位mm）である。

【0018】上記に与えられた正規化関数は、ニューラル・ネットワークに対する下記の入力ベクトルを生み出す。

【0019】

【数2】

【0020】統計的観察によれば、C ニューラル・ネットワーク係数は、下記の、ニューロン層1からの重み付け行列

【0021】

【数3】

【0023】

【数4】

$$b_1 = [b_1(0) \quad b_1(1) \quad b_1(2) \quad b_1(3)]^T$$

【0025】

【数5】

$$W_2 = [w_2(0) \quad w_2(1) \quad w_2(2) \quad w_2(3)]^T$$

【0028】と、を有している。それ故、ニューラル・ネットワーク出力計算値は次のようにになる。

【0029】

【数7】

し得るから、出力には管効率係数 γ によるスケーリングが施される。この管効率係数 γ は初期使用前の1点において較正される。任意のmA_sに関しては、実際のmA_sとニューラル・ネットワークのトレーニングのために使用されたmA_s値との比を用いて直線的なスケーリングが実行される。

【0032】任意の線源一被写体間距離（SOD）に関しては、「R-2乗則」に従い、実際のSODとニューラル・ネットワークのトレーニングのために使用されたSID値との比の2乗によるスケーリングが実行される。（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値はSODと無関係である。（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値は、線源一像間距離（SID）及びSIDにおける

るX線照射領域の面積が既知であることを必要とする。当業者には公知の通り、従来の放射線写真撮影用X線装置に関しては、S I Dは装置の較正に基づいて知ることができる。本発明に従えば、X線照射領域の面積は任意適宜の方法によって予測することができる。たとえば、横方向及び縦方向のコリメータブレードに供給される電気信号をX線像上におけるそれらの位置に対して較正することによって予測する方法、あるいは横方向及び縦方向の断面分析によりブレード位置を求めるこによってX線像から直接に得られたデジタル信号から予測する方法が挙げられる。

【0033】このように、ニューラル・ネットワークのトレーニングのために使用されたS I Dにおける照射線量又は空気カーマを予測し、次いで撮像領域の面積を用いてその結果のスケーリングを行うことにより、照射線量又は空気カーマ×（面積）値を求めることができる。本発明に従えば、照射線量又は空気カーマの予測は、k V p、mA s、並びに分光フィルタの種類（すなわち、銅フィルタの厚さ及びアルミニウム・フィルタの厚さ）に関する情報に基づいて行われる。照射線量又は空気カーマは規定の線源一被写体距離（S O D）に対して予測され、また（照射線量又は空気カーマ）×（面積）値は規定の線源一像間距離（S I D）に対して予測される。その他の距離に関しては、「R-2乗則」を適用すること

とにより、X線管と患者との距離又はSODの2乗を用いて補正が行われる。

【0034】本発明に基づくニューラル・ネットワークの構造は、2つの重み付け行列及び2つの対応するバイアス・ベクトルによって一意的に決定される。第1の層には4つのニューロンが存在していて、それらはいずれも双曲線正接S字形伝達関数を使用する。第2の層（すなわち、出力層）は、ただ1つの入力線形伝達関数型ニューロンを有している。

【0035】以上、特定の好適な実施の態様に関連して本発明を詳細に説明したが、本発明の精神及び範囲から逸脱することなしに様々な変更態様が可能であることは言うまでもない。

【図面の簡単な説明】

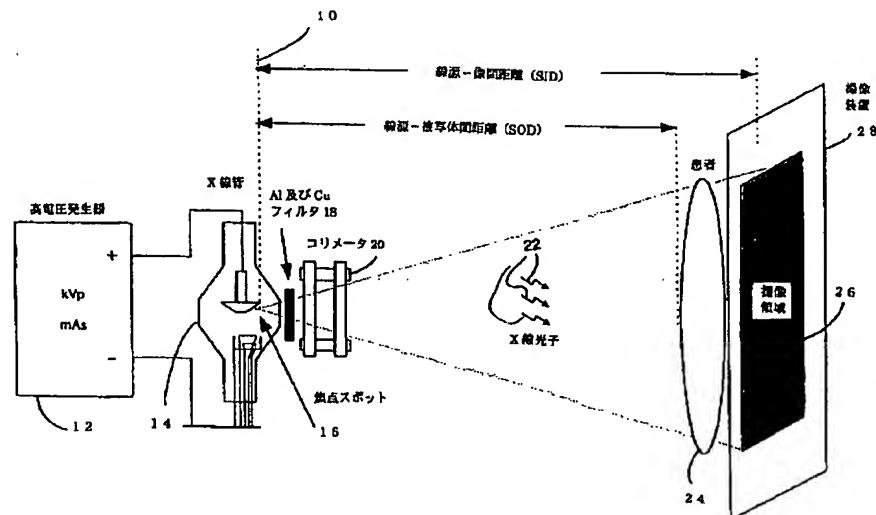
【図1】X線撮影装置のブロック図である。

【図2】図1に示されたようなX線撮影装置に関する放射線量又は空気カーマ及び(放射線量又は空気カーマ)×(面積)値を本発明に従って計算するためのニューラル・ネットワーク・モデルを示す図である。

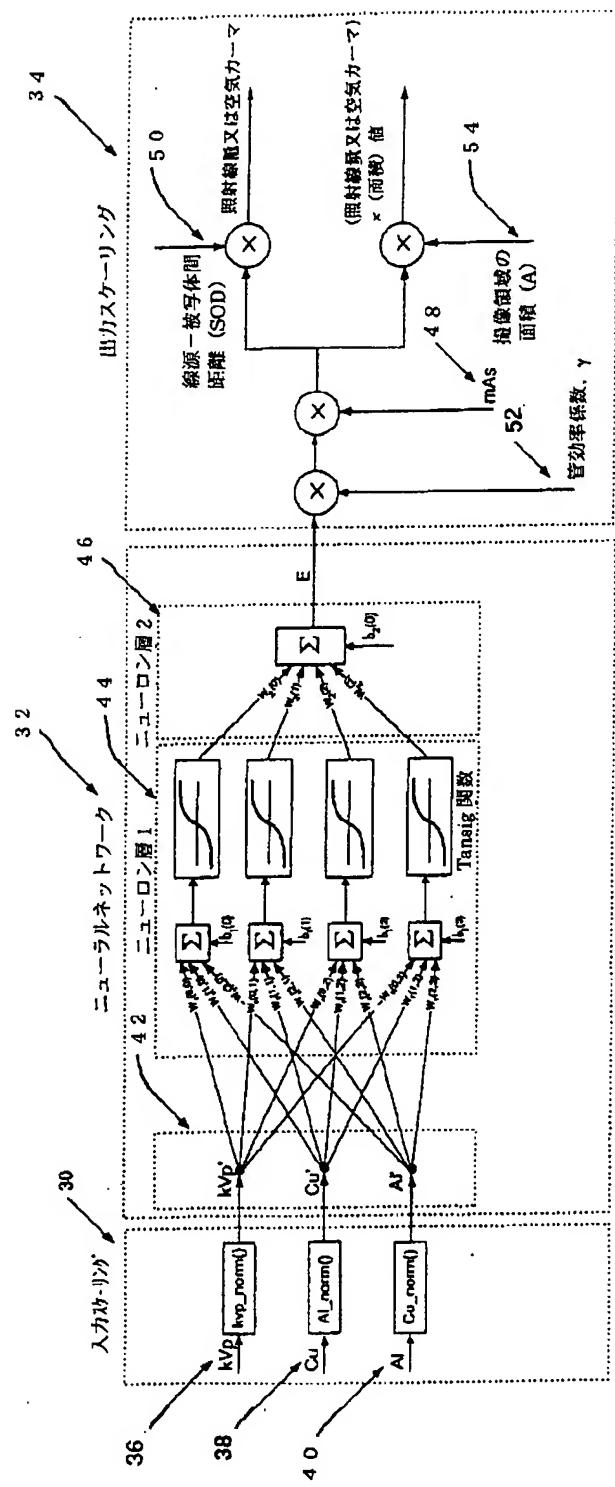
【符号の説明】

3 0 入力スケーリング段
 3 2 ニューラル・ネットワーク
 3 4 出力スケーリング段

【図1】



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者	ゲリー・フランシス・リリハン アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ナ ッシュオタ、レイクランド・ドライブ、 ダブリュ329・エヌ3402	(56)参考文献	特開 平4-265889 (JP, A) 特開 平8-29538 (JP, A) 特開 平9-179977 (JP, A) 特開 平10-26648 (JP, A)
(72)発明者	クラランス・エル・ゴードン、ザ・サー ド アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、デ ラフィールド、ヘザー・ヒル・コート、 ダブリュ316・エヌ671	(58)調査した分野(Int. Cl. 7, DB名)	G01T 1/36 A61B 6/00 320 G06F 15/18 550 H05G 1/26
(72)発明者	バオミング・マ アメリカ合衆国、ニューヨーク州、レイ サム、サラトウガ・コート、46ピー		